

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	2
АНОТАЦІЯ.....	3
ANNOTATION	4
ВСТУП.....	5
РОЗДІЛ 1. БУДОВА ЕЛЕКТРОДА ТА МЕТОДИ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ.....	8
1.1 ОСОБЛИВОСТІ КОНСТРУКЦІЇ ТА ТЕХНОЛОГІЇ.....	8
1.2 ФАКТОРИ, ЩО ВПЛИВАЮТЬ НА СИГНАЛ ПРИ пЕМГ.....	14
1.3 ЗНАЧЕННЯ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЇ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ЕНЕРГОВИТРАТ ТА ОПТИМІЗАЦІЙ БУДОВИ БІОПРОТЕЗІВ АБО ЕКЗОСКЕЛЕТІВ.....	20
РОЗДІЛ 2. ВИВЧЕННЯ ДАНИХ ЩОДО РЕЄСТРАЦІЇ, ОБРОБКИ ТА ВІДТВОРЕННЯ СИГНАЛУ.....	24
2.1.1 ДОСЛІДЖЕННЯ НА ОСНОВІ ТЕОРЕТИЧНИХ ДАНИХ ДО СТВОРЕННЯ РОБОЧИХ МОДЕЛЕЙ	24
2.1.2 МЕТОДИ І ЗАСОБИ ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ пЕМГ	25
2.1.3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ	31
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2.....	34
РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА ЕЛЕКТРОННОЇ СХЕМИ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ ТА ВТОРИННОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА НА ОСНОВІ ОПЕРАЦІЙНОГО ПІДСИЛЮВАЧА З НИЗЬКИМ ВХІДНИМ СТРУМОМ І ШУМАМИ.....	35
3.1 ТЕХНОЛОГІЧНІ ХАРАКТЕРИСТКИ РОЗРОБОК.....	35
3.2 УДОСКОНАЛЕННЯ ПРОЦЕСУ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ.....	42
ВИСНОВКИ ПО РОЗДІЛУ 3.....	45
ВИСНОВКИ.....	46

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналогово-цифровий перетворювач

АЧХ – амплітудно-частотна залежність

ЕКГ – електрокардіограма

ЕЕГ – електроенцефалограма

ЕМГ, EMG – електроміограма

ЕРС – електрорушійна сила

пЕМГ – поверхнева електроміограма

ПЗ – програмне забезпечення

СКВ – середньо-квадратичне відхилення

ФС – фоновий сигнал

A_{cc} – точність класифікації

D – відстань

f – частота

I – струм

S – площа

t – час

U – напруга

АНОТАЦІЯ

У данній роботі були вивчені данні зарубіжних та вітчизняних авторів по темам поверхневої електроміографії, біопротезів або екзоскелетів, електродів для електроміографії. Було проаналізовано роль електроміографії у сучасному світі та зроблені висновки, щодо можливого майбутнього розвитку цієї сфери. Розглянуто особливості будови електродів та вплив її на якість зареєстрованого сигналу та зручність використання. Проаналізовано фактори, що впливають на обробку та аналіз сигналу, для керування біопротезами або екзоскелетами. Відображена роль електроміографії у розумінні фундаментальних фізіологічних процесів, а також, показано перспективи розвитку електроміографії та пристроїв на біокеруванні. Отримано важливі навички в аналізі сигналу та роботі по здобуттю більш чистого сигналу з поверхні шкіри, внаслідок чого, були виведені деякі побажання, щодо оптимізації всього процесу роботи з отримання сигналу, починаючи від вибору електрода та закінчуючи вибором оптимального середовища обробки отриманої інформації.

Ключові слова: поверхнева електроміографія, електрод, м'яз, біокерований протез, сигнал, потенціал, фільтр.

ANNOTATION

In this work, the data of foreign and domestic authors on the topics of surface electromyography, bioprosthesis or exoskeleton, electrodes for electromyography were studied. The role of electromyography in the modern world and the conclusions about the possible future development of this sphere were analyzed. The peculiarities of the structure of electrodes and its influence on the quality of the registered signal and ease of use are considered. The factors influencing the processing and analysis of the signal for the management of bioprostheses or exoskeletons are analyzed. The role of electromyography in the understanding of fundamental physiological processes is shown, as well as the prospects of the development of electromyography and devices on the bio-control. Significant skills in signal analysis and work on obtaining more pure signal from the surface of the skin were obtained, as a result, some suggestions were made on optimizing the whole process of receiving the signal, from the choice of the electrode to the choice of the optimal medium for processing the received information.

Key words: surface electromyography, electrode, muscle, biocovered prosthesis, signal, potential, filter.

ВСТУП

Електроміографія (ЕМГ) об'єктивний метод дослідження нейром'язової системи шляхом реєстрації електричних потенціалів м'язів, що дозволяє оцінити їх функціональний стан або використовувати отримані данні при розробці біокерованих протезів. Електроміографія, є унікальним методом дослідження функціонального стану органів руху і завжди ґрунтується на реєстрації електричних процесів у різних м'язах шляхом запису, обробки або аналізу потенціалів дії м'язових волокон, які змушують м'яз скорочуватися, і є перспективним шляхом вирішення діагностичних задач, виявлення патологічних процесів, біоелектричного протезування. Сигнали електроміограм (ЕМГ) також активно використовують під час відновлення порушеної рухової функції в ортопедії і протезуванні. Системи реєстрації сигналу поверхневої ЕМГ є незамінною частиною сучасної медичної діагностики опорнорухового апарату. ЕМГ є одним із найбільш об'єктивних та інформативних методів дослідження функціонального стану периферичної нервової системи [1].

Системи основані на поверхневій міографії почали набирати популярність років 10 назад, а зараз та подальші 5 років розвиток цієї технології буде рухатися з подвоєнною швидкістю. Створення приладів, які будуть включати в себе високочутливий електрод, фільтр та програму по обробці сигналу, може змінити світ, якщо вартість таких приладів буде доступна майже кожному.

АКТУАЛЬНІСТЬ ТЕМИ. Винайдення нових систем для більш точного зчитування потенціалів є першочерговим і у подальших розділах я більш конкретно розберу будову електродів, фільтрів, підсилювачів та спробую висловити свої думки щодо підвищення якості, зниження вартості та можливі кроки для впровадження системи яка буде зрозуміла в користуванні всім.

Принципи техніки відведення та реєстрації сигналу ЕМГ близькі до електроенцефалографії, електрокардіографії та інших електрографічних методів.

Реєстрація та подальший аналіз біопотенціалів і ЕМГ є перспективним шляхом вирішення діагностичних задач, виявлення патологічних процесів та спортивних досліджень. В медичній практиці для реєстрації та обробки сигналу ЕМГ використовують спеціалізовані медичні апарати. Для лабораторних досліджень ЕМГ доцільно використовувати багатофункціональні системи збору даних з гнучкою архітектурою апаратної частини та вбудованим інтерфейсом з персональним комп'ютером, що супроводжуються драйверами від виробника та бібліотеками відкритого програмного забезпечення [11].

На основі реєстрації та обробки сигналу поверхневої ЕМГ можна створювати інтерфейси людина - комп'ютер, тобто інженерні рішення, котрі забезпечують взаємодію оператора з керованими ним машинами чи приладами [6,10].

Також слід зазначити, що однією з важливих причин подальшого розвитку даного напрямку реєстрації біопотенціалів є стрімкий розвиток сучасного протезування. На даний момент, є велика кількість розробок та серійних моделей біоелектричних протезів, які дають змогу людям, що втратили кінцівки, замінити їх на ергономічні та динамічні біоелектричні протези, які, в певній мірі, компенсують ампутовані частини тіла. Керування біоелектричними протезами може здійснюватись за допомогою зареєстрованих і оброблених сигналів ЕМГ [10]. Даний тип протезування не є широко вживаним в Україні у зв'язку з браком фахівців, ознайомлених з представленими прогресивними розробками, та низьким рівнем фінансування даної сфери.

ЕМГ може використовуватися для відчуття ізометричної м'язової діяльності, де не виробляється рух. Це дозволяє визначити клас тонких нерухливих жестів для управління інтерфейсами, не помічаючи і не порушуючи навколишнє середовище. Ці сигнали можуть використовуватися для керування протезом або в якості керуючого сигналу для електронного пристрою, такого як мобільний телефон або КПК.

Сигнали ЕМГ призначені для керування системами польоту. Група людських почуттів в дослідницькому центрі NASA Ames в Моффетт Філд, штат Каліфорнія, прагне просунути інтерфейси людинамашина, безпосередньо підключивши людину до комп'ютера. У цьому проекті сигнал ЕМГ використовується для заміни механічних джойстиків і клавіатур. ЕМГ також використовувався в дослідженнях щодо "носяться кокпіта", який використовує жести на основі ЕМГ для маніпулювання перемикачами та керуючими паличками, необхідними для польоту разом з дисплеєм на основі окулярів.

Непізнаване розпізнавання мови розпізнає мовлення шляхом спостереження ЕМГ активності м'язів, пов'язаних з мовою. Він призначений для використання в шумному середовищі, і може бути корисним для людей без голосових зв'язків і людей з афазією.

ЕМГ також використовується як контрольний сигнал для комп'ютерів та інших пристроїв. Інтерфейсний пристрій, заснований на комутаторі ЕМГ, може використовуватися для керування рухомими об'єктами, такими як мобільний робот або електрична інвалідна коляска. [6] Це може бути корисно для людей, які не можуть керувати інвалідним кріслом, керованим джойстиком. Записи на поверхні ЕМГ можуть також бути відповідним сигналом управління для деяких інтерактивних відеоігор. [7]

У 1999 році була застосована програма ЕМГ Echidna, що дозволила людині із заблокованим синдромом відправити повідомлення на комп'ютер. Ця програма, яка тепер називається NeuroSwitch, розроблена компанією Control Bionics, дозволяє людям з серйозними порушеннями спілкуватися текстом, електронною поштою, SMS, голосом, згенерованим комп'ютером, а також керувати комп'ютерними іграми та програмами, а також через Інтернет роботами телеприсутність Anybots.

РОЗДІЛ 1.

БУДОВА ЕЛЕКТРОДА ТА МЕТОДИ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ

1.1 ОСОБЛИВОСТІ КОНСТРУКЦІЇ ТА ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ ПОВЕРХНЕВИХ ЕЛЕКТРОДІВ ДЛЯ МІОГРАФІЇ

Розрізняють три основні методи електроміографії: інтерференційний (поверхневий), голчатий і стимуляційний.

Інтерференційний або поверхневий метод – це дослідження при якому зчитування сигналу відбувається безпосередньо зі шкіри за допомогою плоских та ліпких електродів, що прилягають до досліджуваних м'язів. Такий метод є досить загальновживаним якщо ми говоримо про зчитування сигналу з, попередньо визначено, здорових м'язів та нервів. Метод має ряд недоліків, таких як, дуже малі потенціали, адже зчитуючи їх зі шкіри, а не з самого м'яза, частина і без того малого потенціалу розсіюється по шкірі, а також шуми які потрібно більш ретельно фільтрувати, що утворюються зза впливу на сигнал таких факторів як брудна шкіра та потенціали від інших м'язів, що так само розсіюються по шкірі, Найчастіше такий метод використовується для збору інформації для налагодження біокерованих протезів, а також безпосереднь для керування цими протезами.

Голчатий метод – це процес збору інформації про стан м'язів або нервів. Суть методу полягає в інвазивному введенні одноразової голкиелектрода безпосередньо у сам м'яз. Цей спосіб є основним у нейродіагностиці адже під'єднання електроду напряму з нервом або м'язом значно полегшує роботу з отриманною інформацією, адже сигнал майже чистий і не потребує фільтрування. Використовується лікарями неврологами для діагностування хвороб пов'язаних з пошкодженням м'язів, нервів або нервових клітин, що призводять до таких хвороб, як полінейропатії, радикулопатії, неврити, тунельні синдроми.

Стимуляційний метод – це процес стимуляції нервів для виявлення відхилень у протіканні сигналу крізь нього. Суть методу полягає у під'єднанні двох електродів. Один накладається на шкіру в місце проєкції нерву або м'яза, другий невеликим імпульсом стимулює безпосередньо нерв. Реєструючий електрод під'єднується до міографа який в свою чергу виводить графіки амплітуд проходження імпульсу крізь нерв по яких лікар робить висновки про працездатність нерва. Використовується цей спосіб також при діагностуванні хвороб пов'язаних із захворюваннями нервів або ж м'язів.

Маючи розуміння про три основні методи електроміографії можна зробити висновок, що два методи з трьох описаних вище, а саме голчатий та стимуляційних використовуються більше для діагностики або попередження захворювань пов'язаних із неправильною роботою м'язів або нервів. З чого зрозуміло, що актуальність цих методів складно переоцінити, адже вчасне дослідження допоможе попередити ряд серйозних розладів у нервовій системі людини, а подальший розвиток цих технологій допоможе збільшити кількість осіб, що зможуть проходити такі діагностики, бо уже зараз створюються штучні інтелекти які без втручання людини зможуть управляти міографами та електродами та робити висновки по отриманим даним, що дасть змогу нам попередити багато захворювань.

Якщо говорити про поверхневий метод, то стає очевидно, що для діагностики він підходить найменше, адже існує ряд факторів, які викривляють картину отриманої інформації, що абсолютно не припустимо для діагностування хвороб, але в той же час, простота роботи з електродами(мається на увазі відсутність потреби в дезинфікації, як при голчатому методі, або ж потреби в парі електродів встановлених саме на нерві та міограф для зчитування, як в стимуляційному методі). Все що потрібно, це якісний підсулювач та хороший фільтр. Простота такої системи нашою хує нас на думку про біокеровані протези або навіть екзоскелети. І якщо проблем зі створенням реально діючого екзоскелету досі залишаються невирішеними, то робота з уже готовими протезами, які людина

керую, важайте, силою думки, вже існують. Такий стан речей виводить поверхневий метод на перше місце, серед всіх інших, як найперспективніший. Приймаючи до уваги постійний розвиток технологій можна спрогнозувати, що реально працюючі біопротези, роботу яких буде неможливо відрізнити від справжньої руки, які будуть основані на поверхневій міографії, мають шанси з'явитися у найближчі 5-7 років, що підводить нас до логічного висновку.

Незважаючи на те, що пЕМГ визнана найбільш інформативним і адекватним методом оцінки функціонування м'язів при використанні екзоскелета, її застосування пов'язане з рядом проблем [17]. Вперших, характер сигналу пЕМГ залежить не тільки від біоелектричної активності м'язи, але і від безлічі інших чинників (розташування електродів, розмір м'язи, забруднення шкіри, зовнішніх перешкод тощо.). Подруге, поверхневі електроди реєструють активність не всіх м'язів, «відповідальних» за виконання того чи іншого руху, а лише поверхнево розташованих. Потретьє, з метою біоуправління вкрай важливо виділяти з загального сигналу активність конкретного м'яза. Тому дуже велика увага приділяється властивостям, конструкції і розташуванню електродів, а також математичної обробки електроміографічного сигналу з метою виключення артефактів і виділення сигналів від конкретних м'язів.

Конструкція електродів (площа, форма поверхні електрода і матеріал виготовлення), особливості їх кріплення і стан на м'язі, орієнтація щодо волокон і міжелектродна відстань, якість підготовки поверхні шкіри до реєстрації пЕМГ всі ці аспекти регламентуються рекомендаціями, розробленими робочою групою в рамках проекту SENIAM (англ. surface EMG for a noninvasive assessment of muscles поверхнева ЕМГ для неінвазивної оцінки м'язів). Ці рекомендації були розроблені в період з 1996 по 1999 р на підставі аналізу 144 наукових досліджень, що стосувалися впливу розташування і характеристик електродів на показники реєструються біопотенціалів м'язів, і в даний час є основними для всіх

досліджень в даній області; це дає можливість зіставляти результати, отримані в різних лабораторіях.

Для запису пЕМГ використовують електроди (сенсори) як прямокутної (квадратної), так і круглої (овальної) форми, оптимальними вважаються кільцеві електроди з діаметром 10 мм і межелектродним відстанню 20 мм. Матеріал контактних електродів повинен забезпечувати їх хороший контакт з шкірою, низький імпеданс «електродшкіра» і «стабільний» поведінку в часі (тобто стабільність опору і хімічних реакцій на поверхні шкіри). Оптимальними є електроди Ag або AgCl, які забезпечують стабільну провідність з відносно низьким рівнем шуму і є комерційно доступними. Електроди розміщуються в встановленій для розташування датчиків зоні (на лінії, що з'єднує два анатомічних орієнтира, які визначені для конкретного м'яза) з орієнтацією паралельно м'язовим волокнам. Щодо поздовжнього розташування на м'язі датчик розміщується на половині відстані між найбільш дистальної рухової точкою м'язи і дистальним сухожиллям, щодо поперечного розташування на максимальному видаленні від кордону досліджуваного м'яза з іншими м'язами або структурами. Кількість електродів визначається м'язами, з яких записується пЕМГ. Референтні електроди в залежності від досліджуваних м'язів розташовують на зап'ясті, на остистихвідростком хребця C7 або в області щиколотки.

При кріпленні електродів до шкіри використовуються конструкції з фіксованим відстанню між електродами, зібраними з легких матеріалів. Кабелі закріплюють за допомогою двосторонньої стрічки або еластичною пов'язки таким чином, щоб уникнути похибок сигналу при русі. Щоб уникнути артефактів і високого рівня шуму шкіра пацієнта повинна бути підготовлена до контакту з електродом (очищена спиртом). Електроди розміщуються після повного висихання спирту.

Сучасні міографи (типу Delsys Trigno Wireless System; Delsys, США) дозволяють реєструвати сигнали пЕМГ дистанційно, без використання сполучних кабелів, що в значній мірі зменшує кількість артефактів при записі

електроміограми і дозволяє реєструвати її при виконанні обстежуваним складних дій. Сенсори пЕМГ в таких Міографічних системах містять 3Дакселерометри, а реєстрація пЕМГ проводиться одночасно по декількох каналах (тобто одночасно від різних м'язів), що дає можливість комплексного вивчення характеру рухів.

Рекомендації SENIAM регламентують також вимоги до обробки і моделювання сигналів пЕМГ, зокрема до апаратної смуги пропускання міографії і частоті оцифровки електричного сигналу м'язів [18, 19]. Основною проблемою при використанні сигналів пЕМГ з метою біоуправління є їх мінливість і нестійкість, в першу чергу изза зовнішніх перешкод, зміщення електродів, п'ятливості шкіри і стомлюваності м'язів [23,24]. Спроби усунути вплив м'язової стомлюваності полягають у використанні переключаючих пристроїв при зміні сигналу [25] або в застосуванні статичних методів, наприклад фільтрації [26]. Усунення артефактів, обумовлених електрофізичними і механічними причинами, домагаються шляхом використання в електроміографії спеціальних фільтрів і підбором частоти оцифровки електричного сигналу м'язів [27]. Однією з головних проблем реєстрації пЕМГ є перекрестні помехи (англ. Cross talk кросстолк), тобто перешкоди, обумовлені «затікання» сигналу з сусідньої м'язи. У роботах L. Mesin і співавтор, D. Farina і співавтор [28-31] дається детальний аналіз способів виявлення кросстолка шляхом моделювання сигналу інтерференційної електроміографії; для виділення сигналу від цільової м'язи застосовують різні паттернорозпізнаючі алгоритми декодування сигналів пЕМГ, засновані на стратегії «розпізнавання образів». Підвищення точності виділення суттєвого сигналу, відповідного досліджуваного м'язу, досягається синхронізацією пЕМГ з відеоаналізом рухів [32].

Для кожного м'яза в заданому проміжку часу (наприклад, для тієї чи іншої фази кроку) аналізують різні показники пЕМГ: усередненні максимальні і мінімальні значення біоелектричного сигналу за цикл того чи іншого руху; сумарну активність м'язи (інтеграл активності); процентне співвідношення періодів напруги і розслаблення м'язи; частотні характеристики м'язи [22, 34, 35].

Для груп м'язів розраховують показателі синхронності роботи м'язів-агоністів і антагоністів, аналізують м'язові синергії.

Інформація, що отримується за допомогою методу поверхневої електроміографії, використовується при розробці біоуправляемих екзоскелетів і при оцінці їх ефективності, а також вносить вклад у розуміння фізіологічних процесів адаптації та компенсації при патології локомоторного апарату в умовах використання роботизованих пристроїв. Перспективи розвитку даного методу з метою біоуправління пов'язані з новими технічними і математичними можливостями реєстрації, перетворення і класифікації біоелектричних сигналів м'язів і патернів м'язової активності.

1.2 ФАКТОРИ, ЩО ВПЛИВАЮТЬ НА СИГНАЛ ПРИ пЕМГ

Одним з найбільш розчаровуючих або привабливих аспектів поверхневого ЕМГ-сигналу є те, що при випрямленні і достатньому згладжуванні його амплітуда якісно пов'язана з величиною обертаючого моменту (або сили), вимірної щодо суглоба, але частіше, точні кількісні відносини є невловимими. Причиною цього недоліку є те, що сигнал ЕМГ є результатом багатьох фізіологічних, анатомічних і технічних факторів. Ефект деяких з цих факторів може регулюватися належними методами виявлення, але інші не легко регулюються сучасними технологіями, і їх потенційний вплив на сигнал може бути тільки припущений і розглянутий. Щоб ефективно використовувати сигнал, необхідно в першу чергу зрозуміти, наскільки можливо, джерела і вплив на сигнал. Це завдання є складним і складним, оскільки сучасний стан знань не дозволяє кількісно розглядати причину і наслідки всіх процесів і явищ, які впливають на ЕМГ-сигнал. Навіть якщо ці впливи можуть бути повністю охарактеризовані, аналітична передача буде ускладнена анізотропією і неоднорідністю тканин між м'язовими мембранами і електродом виявлення. Аналіз буде додатково змішаний унікальністю мікро-анатомічних структур кожного місця виявлення. Можна припустити, що в майбутньому елегантні та складні моделі будуть використовуватися разом із засобами для опису анатомії, фізіології та властивостей електричного поля, що дозволить безпосередньо розглянути цю проблему. Наразі ми обмежені загальними міркуваннями, спрощеними моделями та спрощеними аналізами.

У спробі описати фактори, які впливають на ЕМГ-сигнал, я вважаю корисним об'єднати їх у наступні категорії: причинний, проміжний і детермінований. Взаємозв'язок факторів разом з їх впливом на ЕМГ-сигнал і інтерпретацію характеристик сигналу відображається на малюнку 1. Будь-яка спроба подібного для збору відомих впливів на ЕМГ-сигнал буде обмежена в його здатності виражати всі можливі взаємодії. . Наступна спроба являє собою перший

прохід, який підлягає поліпшенню. Взаємодія організована таким чином, щоб описувати "потік впливу" серед факторів, сигналу ЕМГ і сили.

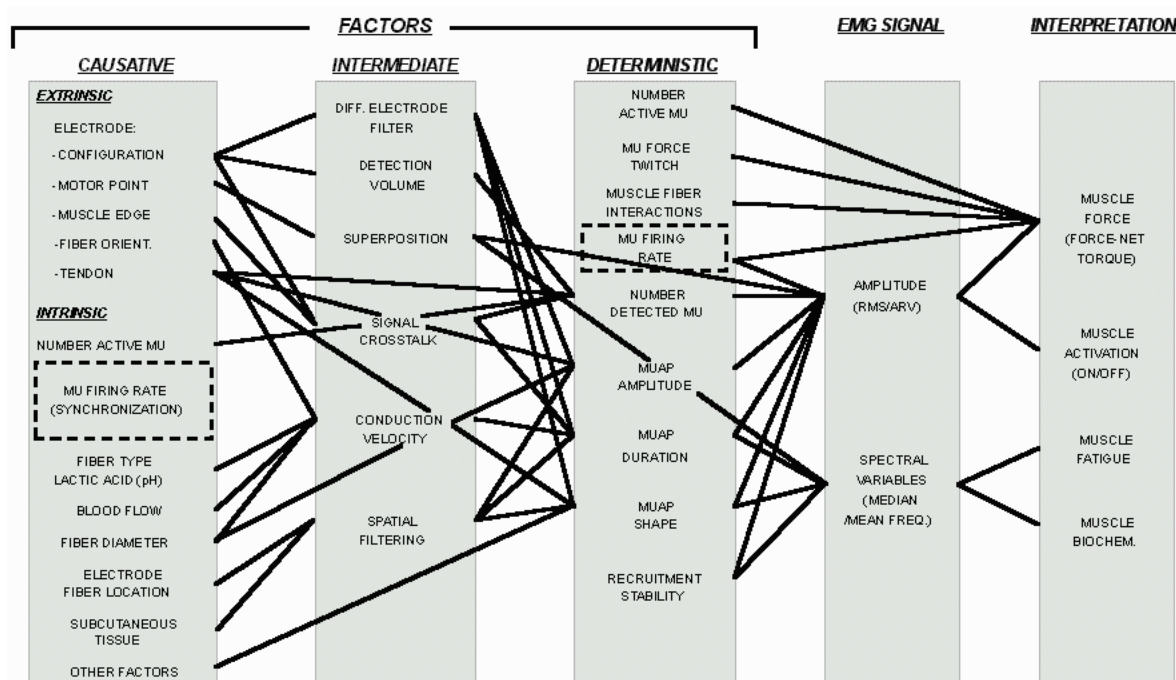


Рис.1: Принципова діаграма факторів, які впливають на сигнал ЕМГ. Розташування факторів покликані продемонструвати вплив і взаємодію між ними [].

Причинними факторами є ті, які мають основний або елементарний вплив на сигнал. Вони поділяються на дві групи: зовнішні і внутрішні. Зовнішніми чинниками є ті, які пов'язані з електродною структурою та її розміщенням на поверхні шкіри над м'язом. Вони включають: 1) конфігурацію електродів, яка описує i) площу і форму поверхонь виявлення електродів, які визначають кількість активних моторних одиниць, які виявляються внаслідок кількості м'язових волокон в їх околиці; ii) відстань між поверхнями виявлення електродів, що визначає смугу пропускання конфігурації диференціального електрода; 2) розташування електрода по відношенню до моторних точок у м'язі і міотендиновому переході, що впливає на амплітудну і частотну характеристики виявленого сигналу. 3) розташування електрода на поверхні м'яза по відношенню до бічного краю м'яза, що визначає можливу кількість перехресних перешкод, які можуть бути виявлені електродом; 4) орієнтацію поверхонь виявлення по відношенню до м'язових волокон, що впливає на величину вимірюваної

швидкості провідності потенціалів дії і, отже, амплітудно-частотний вміст сигналу; Вплив розташування електрода на амплітудно-частотний спектр сигналу відображено на рис.2

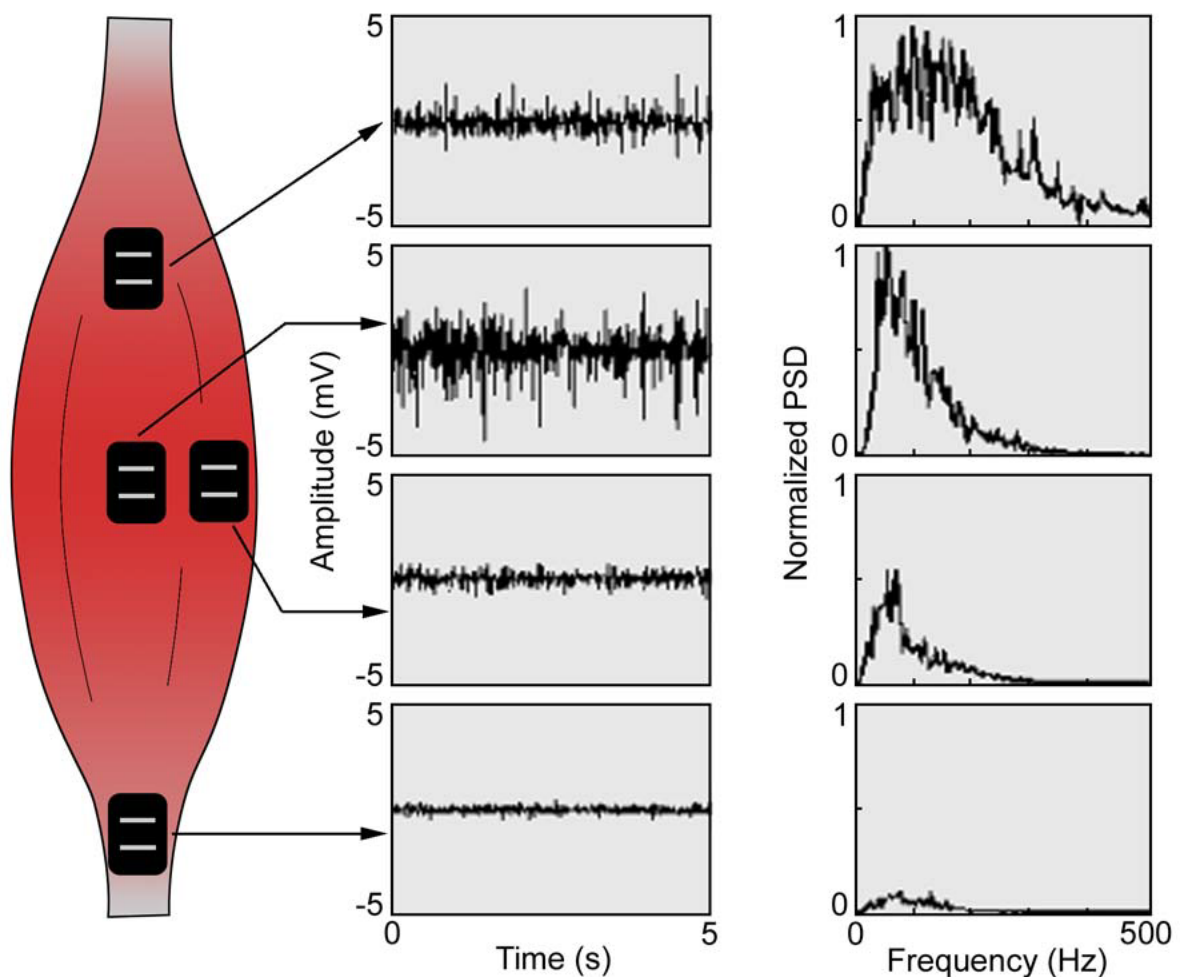


Рис.2: На амплітудний і частотний спектр ЕМГ-сигналу впливає розташування електрода по відношенню до зони іннервації (верхній електрод), міотендинового переходу (нижній електрод) і латеральний край м'яза (середній правий електрод). Переважне місце знаходиться в середній лінії живота м'яза між найближчою зоною іннервації і міотендиновим переходом [].

Природними факторами є фізіологічні, анатомічні та біохімічні характеристики м'язів. На відміну від зовнішніх факторів, їх не можна контролювати через обмеження сучасних знань і технологій. Вони включають:

- 1) кількість активних моторних одиниць в будь-який конкретний момент скорочення, що сприяє амплітуді виявленого сигналу; 2) тип волоконного типу м'яза, який визначає зміну інтерстиціальної рідини м'язів під час скорочення; 3)

кровотік у м'язі, який визначає швидкість, з якою метаболіти видаляються під час скорочення; 4) діаметр волокна, який впливає на амплітуду і швидкість провідності потенціалів дії, що складають сигнал; 5) глибину і розташування активних волокон всередині м'яза по відношенню до поверхонь виявлення електродів - цей зв'язок визначає просторову фільтрацію, а отже, і амплітудні і частотні характеристики виявленого сигналу; 6) кількість тканини між поверхнею м'яза і електродом, що впливає на просторову фільтрацію сигналу; та 7) інші фактори, які ще не визначені, такі як довжина зони деполяризації та іонні потоки через мембрану тощо. швидкості стрільби моторних вузлів і будь-яка взаємодія між швидкостями випалу, наприклад, синхронізацією обстрілу моторного блоку) і рухомим агрегатом. Ці останні причинно-наслідкові фактори представлені у прямокутному рядку, оскільки, хоча вони є причинними, вони також є детермінованими в тому, що вони безпосередньо впливають на сигнал ЕМГ.

Проміжні фактори являють собою фізичні та фізіологічні явища, на які впливає один або кілька причинних факторів, і в свою чергу впливають на детерміновані фактори. До них належать: 1) аспекти фільтрації смуги пропускання електрода, що є притаманною характеристиці конфігурації диференціального електрода; 2) об'єм виявлення електрода, який визначає кількість і вагу потенціалів дії двигуна, які складають сигнал; 3) суперпозиція потенціалів дії в виявленому ЕМГ-сигналі, що впливає на характеристики амплітуди і частоти сигналу; 4) перехресні перешкоди від сусідніх м'язів, які забруднюють сигнал і можуть вводити в оману інтерпретацію інформації в сигналі; 5) швидкість провідності потенціалів дії, що поширюються вздовж мембрани м'язового волокна; швидкість провідності впливає на амплітудні і частотні характеристики сигналу і 6) ефект просторової фільтрації за рахунок відносного положення електрода і активних м'язових волокон.

Останні два фактори мають важливе значення, оскільки вони суттєво впливають на характеристики сигналу. Оскільки відстань між активними волокнами і поверхнями виявлення електродів змінюється, виникають дві важливі

проблеми. По-перше, змінюються характеристики просторової фільтрації пристрою виявлення, змінюючи таким чином амплітудні та частотні характеристики потенціалів дії двигуна, які знаходяться в межах об'єму виявлення електрода. По-друге, відносне переміщення електрода і активних волокон може бути достатнім для розміщення нового набору активних моторних одиниць в межах об'єму детектування електрода і для видалення деяких моторних одиниць з об'єму детектування. Цей розгляд вимагає, щоб, якщо м'язові волокна змінюються в довжину під час скорочення, то електроосадження має змінюватися аналогічно. При сучасних методах виявлення важко задовольнити цю вимогу, оскільки електрод прикріплений до поверхні шкіри, що не змінює довжину разом з м'язовими волокнами під час скорочення. Таким чином, з практичних міркувань, стабільність сигналу може бути підібрана тільки в тому випадку, якщо скорочення залишається ізометричним. Якщо стабільність сигналу не є предметом розгляду для аналізу, який виконується, наприклад, визначення часу активації, то обмеження ізометричного скорочення не повинно бути проблемою. Детермінованими факторами є ті, які мають безпосереднє відношення до інформації в ЕМГ-сигналі і записаній силі. До них відносяться:

1) кількість активних моторних одиниць, 2) силовий поштовх рухової одиниці, 3) механічна взаємодія між м'язовими волокнами, 4) швидкість обстрілу моторної одиниці, 5) кількість виявлених моторних одиниць, 6) амплітуда, тривалість 7) формування стабільності моторних одиниць.

Коли вивчається багата і заплутана взаємодія між багатьма факторами, які впливають на інформаційний вміст ЕМГ-сигналу, доцільно запитати, чи є надія на використання сигналу ЕМГ конструктивно для опису стану м'яза. Відповідь є впевненим "так" для деяких програм і охороняється "можливо" для інших програм. Наприклад, ми можемо мати впевненість у вимірах, де електрод, який не виявляє значних перехресних перешкод з сусідніх м'язів, розміщується на поверхні м'яза між зоною іннервації і міотендиновим переходом з метою 1) визначення, зокрема суб'єкт, коли м'яз перетворюється на "включення і

вимикання" або 2) описує, якщо м'яз збільшується або зменшується його силовий вихід протягом періоду часу, коли втомні процеси м'яза істотно не впливають на характеристики сигналу. Якщо, однак, обставини змінюються від цього конкретного стану, то інтерпретація ускладнюється і вимагається обережність.

1.3 ЗНАЧЕННЯ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЇ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ЕНЕРГОВИТРАТ ТА ОПТИМІЗАЦІЙ БУДОВИ БІОПРОТЕЗІВ АБО ЕКЗОСКЕЛЕТІВ

Рухи людини в нормі регулюються таким чином, щоб максимально знизити енерговитрати [35-37]. Оскільки м'язам для скорочення необхідна енергія, кінематика рухів і метаболічні витрати організму знаходяться в нерозривному зв'язку [38-44]. Коли м'яз розтягується і при цьому збільшується в своїй довжині (так звана негативна фаза скорочення), їй потрібно незначальна енергія, при ізометричному скороченні м'яза витрати енергії дещо більше, при активному скороченні м'яза з її укороченням (позитивна фаза) споживання енергії м'язом максимально [45-47]. Всі метаболічні витрати зростають зі збільшенням скорочення м'язи. В цілому енерговитратність руху визначається відносною кількістю сумарною негативною, позитивною і ізометричною роботи м'язи в процесі виконання конкретного руху [48]. Економія енерговитрат досягається зменшенням періоду активного скорочення м'язи. Крім того, як показали експерименти, важливу роль відіграє сухожильний апарат м'язів, здатний накопичувати, а потім вивільняти «еластичну» енергію, знижуючи м'язові енерговитрати і заощаджуючи енергію [49].

Оскільки локомоції при використанні біопротеза повинні бути наближені до фізіологічно мважно оцінювати зв'язок між кінематикою двіженійі метаболічними затратами особи, яка користується роботизованим пристроєм. Конструкція біопротеза часто передбачає активну допомогу рухам кінцівки, використовуючи спеціальні приводи і тяги з метою зменшення механічних навантажень на м'язи і економії їх енергії; метаболічні витрати м'язи можуть при цьому знижуватися в чотириразовому розмірі [14]. І навпаки, ігнорування закономірностей фізіології (наприклад, порушення природного малюнка циклу кроку) може зробити роботизовані пристрій надмірно енерговитратним для людини [14]. Носіння біопротезів може бути сопряженою з зміною сенсорної аферентації від м'язів і сугавов, сенсорномоторних зв'язків і, як результат, зі зміною фізіологічних м'язових паттернів [22]. Так, К. Гордон і співавтор продемонстрували, що при носінні

безлічі біопротезів змінюється активність камбаловидної м'язи навіть у здорових осіб [50].

Визначення амплітуди і сумарною Електроміографічні активності працюючих м'язів, що відображає ступінь і тривалість їх скорочення, виявлення постійної активності одноймишці яке порушення синергізму роботи м'язів дає можливість побічно оцінювати енерговитрати при використанні біопротеза [51]. Виявлення «цільових» м'язів, що працюють в режимі перевантаження, дозволяє коригувати конструкцію пристрою і більш ефективно мінімізувати метаболічні витрати організму при виконанні конкретного руху [14].

Електроміографічне обстеження дає можливість оцінювати ефект нових біопротезів. Так, Ферріс і співавтор за допомогою електроміографічного обстеження показали, що поліпшення конструкції екзоскелета нижніх кінцівок шляхом додавання пасивних еластичних тяг в області колінних суглобів здатне знизити рекрутування м'язових волокон ключових мишцног без особливого зміни динаміки ходьби, істотно зменшуючи метаболічну «вартість» ходьби і бігу [51].

Т.А. Шуллер та співавтор досліджували патерни і активність пЕМГ у 8 дітей з нейроортопедичній патологією в процесі тренування навичок ходьби за допомогою біопротезів. Отримані дані порівнювали з результатами пЕМГ обстеження тих ж дітей при ходьбі по біговій доріжці без підтримки і з результатами обстеження здорових дітей. Реєстрацію пЕМГ проводили з литкового м'яза, чотирьохглавої м'язи стегна і двоголовим м'язи бід. Аналізували амплітуду пЕМГ протягом фазопори і перенесення ніг. Автори довели, що застосування біопротезів або екзоскелетів у хворих дітей индуцировало адекватне збільшення м'язової активності і активацію фізіологічних м'язових паттернів. Якщо при обичній ходьбі по біговій доріжці результати пЕМГ м'язів ніг свідчили про включення компенсаторних механізмів, то при використанні екзоскелетного пристрою електроміографічні патерни відображали справжнє відновлення рухових функцій [34].

Д.Ф. Венеман та співавтор для оцінки нового реабілітаційного екзоскелетного пристрою досліджували біоелектричну активність восьми ключових м'язів вчасно ходьби. Дослідження, проведене на одному пацієнті, показало, що електроміографічні показники при ходьбі за допомогою пристрою відповідали нормальним показникам здорового чоловіка при вільній ходьбі; це послужило доказом фізіологічності розробленого роботизованого пристрою [52].

Ф. Сайлос-Лабін і його співавтор [22] провели детальний аналіз зміни патернів пЕМГ при носінні екзоскелета у шести здорових осіб і у чотирьох пацієнтів, які перенесли хребтнoспинномозкову травму. В супереч очікуванням, у здорових осіб Електроміографічна активність м'язів ніг при ходьбі в екзоскелет була аналогічна або навіть перевищувала такову при звичайній ходьбі. У той же час у пацієнтів травмою спинного мозку біоелектрична активність м'язів ніг була низькою і демонструвала високу варіабельність, особливо це стосувалося м'язів задньої поверхні стегна. В цілому результати свідчили про нелінійну реорганізацію паттернів м'язової активності при використанні роботизованого пристрою. Отримані дані, за мненієм авторів, можуть допомогти в розумінні процесів адаптації патернів локомоторної активності в умовах використання зовнішнього екзоскелетного пристрою в нормі і при нервової патології. Автори роблять висновок про те, що результати роботи відображають наявність в умовах патології різноманітних нейромоторних стратегій, спрямованих на компенсацію зниженою м'язової сили [22, 34, 53].

В цілому реєстрація та аналіз пЕМГ при апробації біопротезів дозволяють виявляти і мінімізувати м'язову активність, асоційовану з найбільш витратними в метаболічному плані компонентами локомоції (наприклад, поштовху ноги і перенесення ноги при ходьбі, скорочення м'язів для забезпечення жорсткості в суглобі), а також діагностувати неадаптивні компенсаторні стратегії. В цьому випадку пЕМГ стає інформативним аналітичним інструментом, що допомагає

оптимізувати конструкцію екзоскелета з метою зниження метаболічної «вартості» локомоцій [51].

РОЗДІЛ 2

ВИВЧЕННЯ ДАНИХ ЩОДО РЕЄСТРАЇ, ОБРОБКИ ТА ВІДТВОРЕННЯ СИГНАЛУ

2.1.1 ДОСЛІДЖЕННЯ НА ОСНОВІ ТЕОРЕТИЧНИХ ДАНИХ ДО СТВОРЕННЯ РОБОЧИХ МОДЕЛЕЙ

Як базовий набір для вимірювання пЕМГ-сигналу було вибрано шість типів рухів кисті руки (рис. 3): чотири згинальних рухи A1—A4 окремих пальців із початкового положення A0 до досягнення відповідною проксимальною фалангою внутрішньої поверхні долоні та у зворотному напрямку, а також “L-подібний” B1 і “хапальний” B2 рухи. “L-подібний” рух B1 є одночасним згинальним рухом мізинця, безіменного та середнього пальців із початкового положення в долонному напрямку і назад. “Хапальний” рух B2 характеризує одночасний згинальний рух мізинця, безіменного, середнього та вказівного пальців.

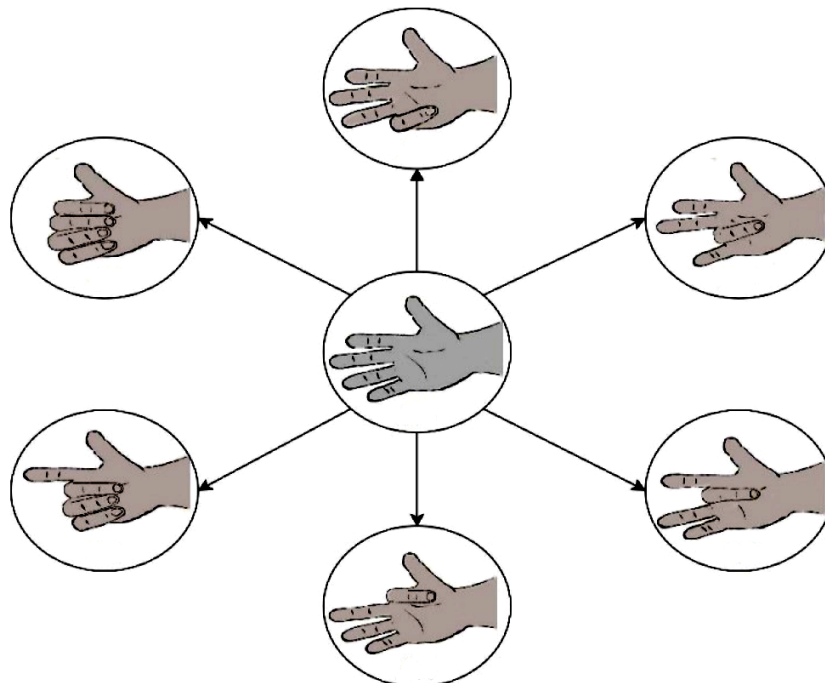


Рис. 3. Типи рухів кисті руки [59].

Вибір такого набору рухів не обмежує можливості та необхідності дослідження інших, більш складних, типів рухів кисті руки, проте вважається

авторами мінімальним достатнім базисом для забезпечення функціональних можливостей розроблюваного протезного пристрою. Практичне застосування вибраних типів може варіюватись залежно від необхідності їх використання користувачем. Отриманий при русі В2 пЕМГ-сигнал передбачає формування керуючого біонічного імпульсу при здійсненні охоплення протезними пальцями предметів різної форми та стиснення їх у долонному напрямку. Такий тип руху є передумовою забезпечення надійної фіксації в руці пацієнта об'ємних предметів, зокрема округлої форми, для подальшого їх переміщення у просторі.

Прикладом застосування такого типу руху є захоплення пацієнтом окремих предметів побуту або їжі (ложки, чашки, зубної щітки, фруктів тощо). Рух В1 пальців може виконувати одразу декілька функцій. Так, наприклад, використання такого типу руху дає можливість пацієнту за допомогою протезних пальців вказувати на окремий предмет чи особу, а також проводити повільне вибіркове введення літер за допомогою фізичної або тактильної клавіатури цифрових пристроїв. Основною ж метою використання рухів А1—А4 є вивчення різниці значень показників і форми міографічного сигналу як базису для подальшого їх використання практично в будьякому з можливих типів хватів. Окрім того, можливість індивідуального згинання кожного пальця протеза робить його більш функціональним і антропоморфічним, надаючи при цьому більшу кількість ступенів свободи та розширюючи функціональні можливості кисті пацієнта.

2.1.2 МЕТОДИ І ЗАСОБИ ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ пЕМГ

Для визначення рівня пЕМГ-сигналу було використано пасивні поверхневі гелеві електродимоделі F55 та F302 (SkinTact). При цьому модель F55 застосовувалась для переважної більшості пацієнтів. А модель F302, що має вищий рівень чутливості та є функціонально більш придатною для молодших вікових груп, була використана для особи віком 10 років. Позиціонування двох вимірювальних електродів проводилось на передпліччі пацієнта в зоні м'язів *Flexor Digitorum Superficialis* (рис. 4, а), а 3й референтний електрод розміщувався в ліктьовій зоні (рис. 4, б).

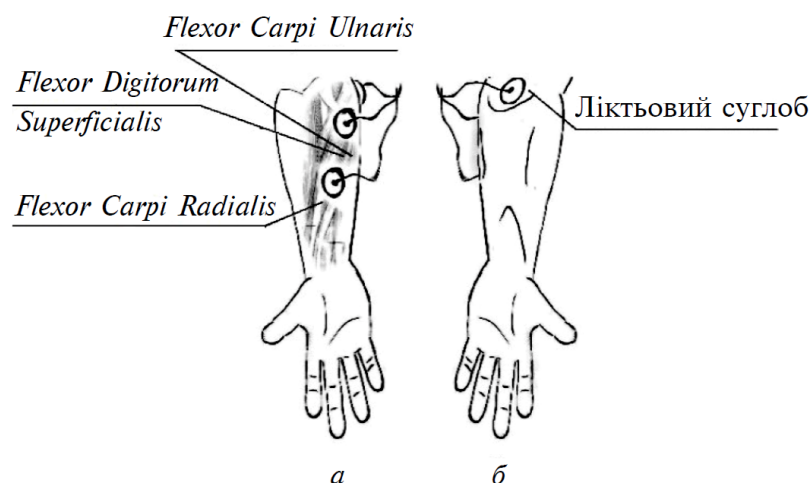


Рис. 4. Групи м'язів і зони розміщення електродів на передпліччі (а) та ліктьовому суглобі (б) пацієнта [59].

Обробка отриманого сигналу проводилася за допомогою серійного одноканального EMG модуля та розробленої системи вимірювання і класифікації. Функціональна схема вимірювання (рис. 5) містить одноканальний міографічний модуль Muscule Sensor V3 (SparkFun Electronics), блок мікроконтролера на базі Atmega 16, блок передачі інформації до персонального комп'ютера (USB адаптер PL2303HX) і блок передачі інформації на керуючі мікросхеми виконавчого механізму біонічного протеза.

Варто зазначити, що перевагою використаного одноканального міографічного модуля є попереднє підсилення та фільтрація виміряного ЕМГ-сигналу і подальша його адаптація для використання в мікроконтролерних системах. Це є суттєвим з огляду на необхідність автономності, мініатюрності й антропоморфичності виконавчої системи протезів із мікроконтролерним керуванням.

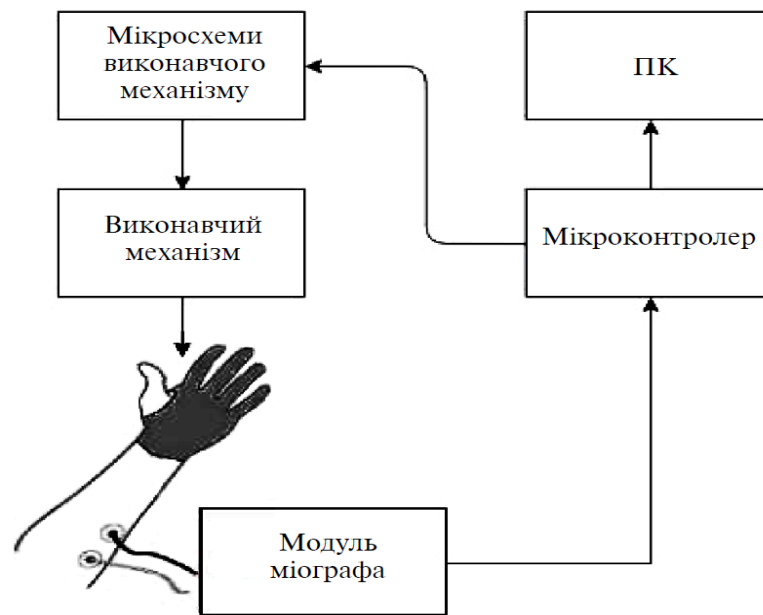
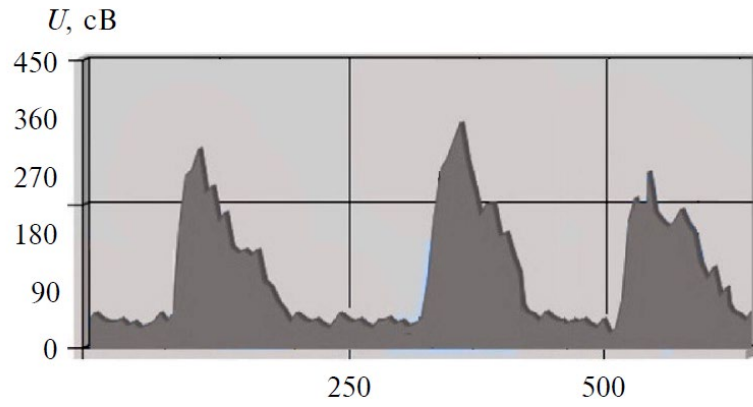


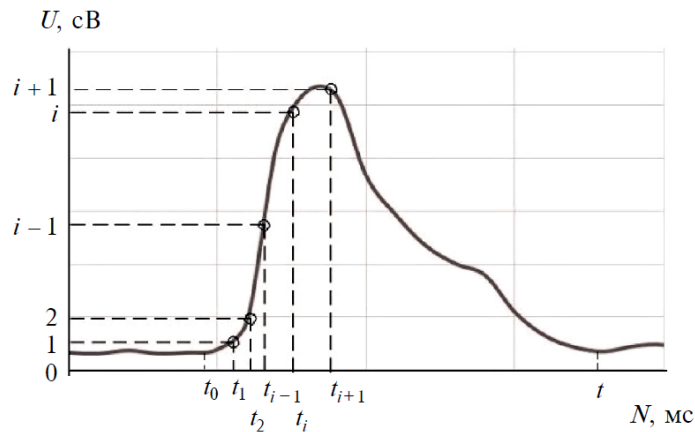
Рис. 5. Функціональна схема вимірювання пЕМГ [].

Запис отриманих даних та їх візуалізація проводились за допомогою розробленого програмного забезпечення (ПЗ), інтерфейс якого показано на рис. 6. Вихідний сигнал (значення амплітуди в сантивольтах) може бути поданий у вигляді треміограми в режимі реального часу (рис. 4, а), а також у формі числових значень, записаних у текстовий файл разом із метаданими. Для обчислення TDF характеристик пЕМГ-сигналу було проведено серію контрольних вимірювань у 6ти здорових пацієнтів різних вікових груп від 10 до 50 років (5-15 років, 15-25 років, 25-35 років, 35-45 років, 45-50 років).

Вивчення різних наборів рухів А1—А4, а також В1 і В2 проводилося в окремих блоках досліджень у кількості $M = 6$ ітерацій для кожного з добровольців. При цьому перша ітерація $m = 1$ кожного блоку, призначена для визначення рівня фонового сигналу (ФС) системи, відповідала початковому положенню руки А0. Вимірювання проводились у часовому інтервалі 250 мс за алгоритмом, наведеним на рис. 7. Для проведення досліджень виключно в заданому часовому інтервалі розроблене ПЗ включає сигнальну систему, яка початок кожного блоку вимірювання позначає червоним кольором вікна робочої програми. Пацієнту своєю чергою було запропоновано виконати необхідний тип руху лише при надходженні відповідного візуального сигналу.



a)



б)

Рис. 6. Графічний протокол результатів (a) і принципи визначення TDF-характеристик сигналу (б) [59]/

Оцінка вимірних параметрів пЕМГ-сигналу була здійснена за декількома часовими TDF-характеристиками, а саме дисперсією VAR і значенням трапецієдного інтеграла Int , що описуються відповідно формулами:

$$VAR_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (U_i(t) - \bar{U}_i)^2, \quad (1)$$

$$Int = \int_{t_0}^{t_N} f(t) dt \approx (t_N - t_0) \frac{f(t_N) + f(t_0)}{2}, \quad (2)$$

де, t_0 , t_N — межі інтегрування (див. рис. 4, б), $f(t)$ — пЕМГ-сигнал, що піддається інтегруванню, значення i , t та N вибираються за принципами, що зображені на рис. 6, б, а U_i розраховується за формулою:

$$\bar{U}_i = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N |U_i(t)| \quad (3)$$

де $U_i(t)$ — i -те значення амплітуди сигналу в момент часу t .

Вибір такого набору TDF-характеристик можна пояснити результатами попередніх тестувань, проведених на 20 добровольцях, відповідно до яких лише показники дисперсії VAR [59] та інтеграла Int знаходились у досить широкому динамічному діапазоні, межі якого не перетинались для різних типів досліджуваних рухів A1—B2.

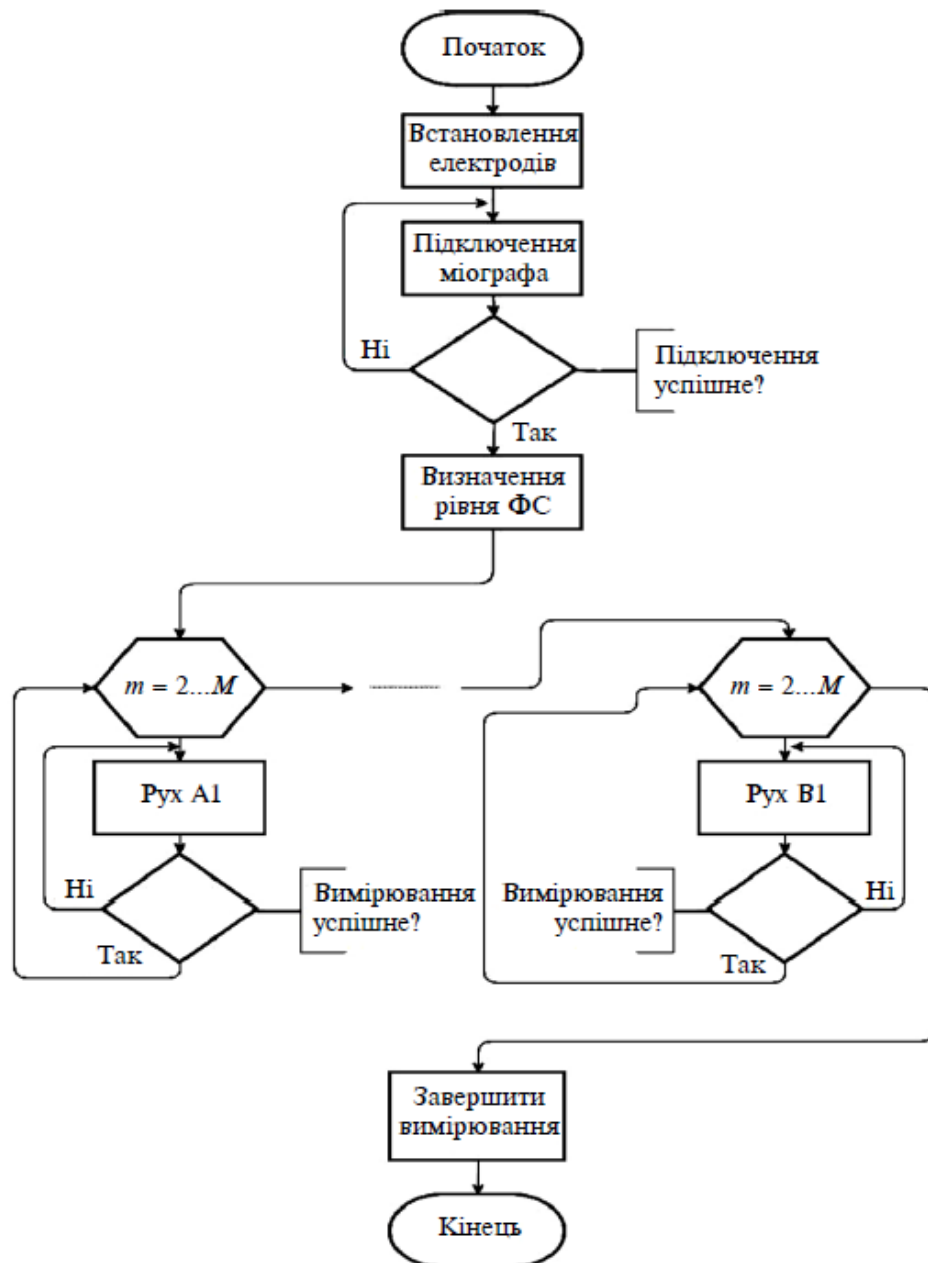


Рис. 7. Алгоритм проведення вимірювань [57].

Ефективність методів машинного навчання для класифікації типів рухів за визначеними характеристиками пЕМГ-сигналу може варіюватись залежно від окремого завдання. При цьому “складність” реалізації та час на навчання системи

залежать як від набору вхідних даних, так і від характеристик обладнання, використаного при розрахунках. При виконанні цієї роботи для класифікації сигналу було використано простий та ефективний непараметричний метод машинної класифікації — метод найближчих k -сусідів, або k -NN [54, 55]. При цьому відносно вхідного набору даних було проведено процес нормалізації та стандартизації [56] відповідно до формул:

$$U_{norm} = \frac{U - U_{min}}{U_{max} - U_{min}}, \quad (4)$$

$$U_{st} = \frac{U - \mu}{\sigma}, \quad (5)$$

де U_{max} , U_{min} — максимальне та мінімальне значення амплітуди сигналу для вибраного часового інтервалу; μ , σ — середнє арифметичне значення та стандартне відхилення амплітуди сигналу U , що визначаються відповідно за формулами:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (U_i), \quad (6)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (U_i - \mu)^2}. \quad (7)$$

Залежно від виду та мети класифікації при визначенні найменш віддалених сусідів можуть застосовуватись різноманітні методи розрахунку мінімальної відстані D_{min} . У рамках дослідження було використано метод визначення відстані Чебишева (DCH), Евкліда (DEU), манхеттенську метрику (DMH) і відстань Мінковського (DMN), що визначаються відповідно до [57].

2.1.3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ.

Результати порівняння точності класифікації за методом k -NN, а також 1-NN (як окремого випадку методу найближчих k сусідів) для різних варіантів визначення мінімальної відстані та різних значень k показано в табл. 1—3.

Відповідно до принципів методу kNN , при проведенні класифікації визначались окремі відстані від розрахованих значень VAR і Int для пЕМГ-сигналу, що піддається аналізу, до подібних їм значень VAR та Int для пЕМГ-сигналів і з навчального набору даних (найближчих сусідів). При цьому показник k вказував на кількість найближчих сусідів, відстань до яких враховувалась при визначенні типу руху відповідного йому класу досліджуваного пЕМГ-сигналу. У випадку $k = 1$ присвоєння відповідного результату відбувалось залежно від класу, який мав найбільшу кількість найближчих сусідів.

Показник k вибирався методом підбору та не перевищував значення $k = 15$. Для уникнення невизначеності при проведенні класифікації парні значення k не використовувались, а показники VAR та Int пЕМГ-сигналу було розраховано для 3х типів вхідних даних: без нормалізації та впорядкованих за формулами (1) і (2). Як окрему варіацію цього методу, було застосовано також метод $1NN$, тобто метод, у якому вибір класу досліджуваного пЕМГ-та відповідного йому типу руху здійснювався відповідно до 1го найближчого значення з навчального набору даних.

Тип відстані D_{min}	Показники точності відповідно до значення k , %				
	$k = 1$	$k = 7$	$k = 11$	$k = 13$	$k = 15$
D_{CH}	61,11	75,00	80,56	77,78	75,00
D_{EU}	61,11	72,22	80,56	83,33	72,22
D_{MH}	58,33	72,22	75,00	77,78	80,56
D_{MN}	61,11	69,44	77,78	80,56	75,00

Таблиця 1. Точність класифікації ненормалізованих пЕМГ-сигналів

Тип відстані D_{\min}	Показники точності відповідно до значення k , %				
	$k = 1$	$k = 7$	$k = 11$	$k = 13$	$k = 15$
D_{CH}	47,22	75,00	80,56	77,78	80,56
D_{EU}	52,78	75,00	86,11	83,33	75,00
D_{MH}	50,00	66,67	86,11	80,56	72,22
D_{MN}	50,00	66,67	83,33	75,00	72,22

Таблиця 2. Точність класифікації нормалізованих пЕМГ-сигналів

Тип відстані D_{\min}	Показники точності відповідно до значення k , %				
	$k = 1$	$k = 7$	$k = 11$	$k = 13$	$k = 15$
D_{CH}	52,78	61,11	66,67	61,11	58,33
D_{EU}	58,33	58,33	63,89	61,11	63,89
D_{MH}	55,56	52,78	61,11	69,44	61,11
D_{MN}	50,00	61,11	66,67	63,89	63,89

Таблиця 3. Точність класифікації стандартизованих пЕМГ-сигналів

Проведення класифікації відбувалось у пропорції 80/20, де 80 % із початкового набору булвикористано для навчання системи, а 20 % вхідних даних (по одній ітерації з кожного руху для всіх суб'єктів) — на її тестування. Точність класифікації розраховувалась за формулою:

$$A_{cc} = \frac{C}{S} \cdot 100 \% , \quad (8)$$

де C — кількість вірно позитивних відповідей для заданого k , S — загальна кількість відповідей. Як видно з табл. 1—3, порівняння результатів точності класифікації проводилось для чотирьох методів визначення мінімальної

відстані D_{min} , а саме: для відстані Чебишева, Евкліда, манхеттенської метрики та відстані Мінковського за кількості найближчих сусідів k , що дорівнювала 1, 7, 11, 13, 15. Точність визначення типу руху стандартизованих пЕМГ-сигналів (див. табл. 3) є досить низькою для всіх вибраних значень k і, як наслідок, неефективна для вирішення завдання, поставленого в дослідженні. Результати, отримані на ненормалізованих пЕМГ-сигналах (див. табл. 1), мають значно вищі показники ефективності, однак використання окремого випадку методу 1NN все ще є недоцільним і також демонструє досить низькі показники точності.

Найвища ж точність класифікації зі значенням 86,11 % спостерігається при використанні нормалізованого набору даних для Евклідової відстані (DEU) та манхеттенської метрики (DMH) при $k = 11$ (див. табл. 2). Окрім того, на цьому k показники точності для відстані DCH та DMN є також достатньо високими і перевищують 80 %. Ці показники є досить високим навіть порівняно з результатами для методу kNN класифікації, наведеними в працях [23] і [28], у яких було використано дво- та чотириканальні вимірювальні системи, більшу кількість класифікаторів та значно більший набір даних для навчання. Запропонована аналітична модель є простою в застосуванні, не потребує багатоканальних вимірювальних пристроїв, а використання невеликої кількості вихідних характеристик сигналу та відносно простого у реалізації методу kNN класифікації робить її зручною для впровадження в керуючі модулі недорогих біонічних протезних пристроїв.

Оцінювання запропонованої аналітичної моделі проводилось на вибірці даних із 6 тис. здорових пацієнтів розміром 180 значень, 36 із яких використовувались для тестування, а 144 — для тренування моделі класифікації за методом kNN . При цьому, незважаючи на досить обмежену кількість даних для навчання моделі, після проведення нормалізації початкового набору вхідних даних точність класифікації при $k = 13$ становила більше 80 %, а при $k = 11$ — більше 86 %.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

У роботі за результатами вивчення теоретичних даних запропоновано аналітичну модель оцінки TDF-характеристик міографічних сигналів для базових функціональних рухів кисті руки на основі одноканальної вимірювальної системи та простого методу машинної класифікації. Для успішної імплементації запропонованої моделі достатньо визначення лише двох елементарних часових характеристик вимірюваного пЕМГ-сигналу, а саме показників дисперсії VAR і трапецієдного інтеграла Int , що сумісно з методом найближчих k тих сусідів можуть забезпечити точність класифікації виконуваних рухів на рівні 86,11 %.

Отже, запропонована модель є ефективною при роботі навіть із невеликим набором характеристик пЕМГ-сигналу та обмеженою кількістю вхідних даних. У подальших дослідженнях авторами планується перевірка ефективності запропонованої системи не лише на здорових пацієнтах, а й у реальних умовах при роботі з травмованими добровольцями. Вхідний набір даних пЕМГ-сигналу в цьому випадку може впливати на коректність застосування запропонованої моделі, а точність її класифікації може бути підвищена при використанні більш широкої вибірки даних для навчання.

РОЗДІЛ 3

РОЗРОБКА ЕЛЕКТРОННОЇ СХЕМИ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ ТА ВТОРИННОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА НА ОСНОВІ ОПЕРАЦІЙНОГО ПІДСИЛЮВАЧА З НИЗЬКИМ ВХІДНИМ СТРУМОМ І ШУМАМИ

3.1 ТЕХНОЛОГІЧНІ ХАРАКТЕРИСТКИ РОЗРОБОК

Апаратно - програмні комплекси реєстрації, обробки та аналізу сигналу ЕМГ традиційно складаються з електродів для відведення потенціалів дії м'язових волокон, заземлюючого електрода, розміщеного на пасивній ділянці досліджуваного м'яза, високоякісного підсилювача з низькими власними шумами, фільтрів шумів та електромагнітних наводок, АЦП, інтерфейсу з персональним комп'ютером [14]. Зареєстрований системою електродів ЕМГ сигнал біопотенціалу підсилюється до потрібного рівня, фільтрується, оцифровується і зберігається для подальшої обробки в програмних середовищах LabVIEW, MATLAB, C++ і т.п. Фільтрацію сигналу доцільно проводити як в аналоговій частині з використанням апаратних аналогових фільтрів, так і в цифровій частині програмними засобами. Основний вплив на точність реєстрації сигналу ЕМГ мають внутрішні біоелектричні потенціали пацієнта, які утворюються внаслідок роботи органів людини, та змінні зовнішні електромагнітні поля від приладів та пристроїв. Тому для отримання якісного сигналу необхідно застосовувати комплексну апаратну і програмну фільтрацію зареєстрованого сигналу ЕМГ. Основною перевагою програмної реалізації фільтрів є можливість створення зручної системи обробки сигналу для лабораторних досліджень та відносна простота зміни їх параметрів під поточні задачі. На рис. 8 наведено запропоновану структурну схему системи реєстрації поверхневої ЕМГ.

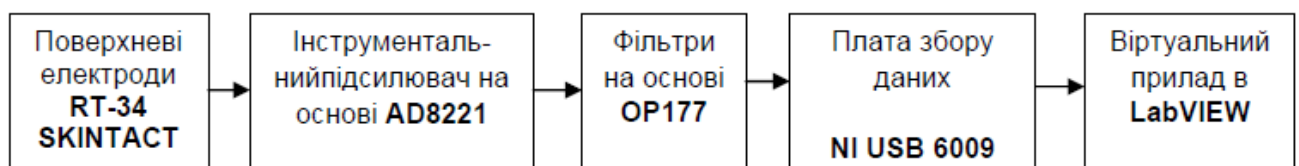


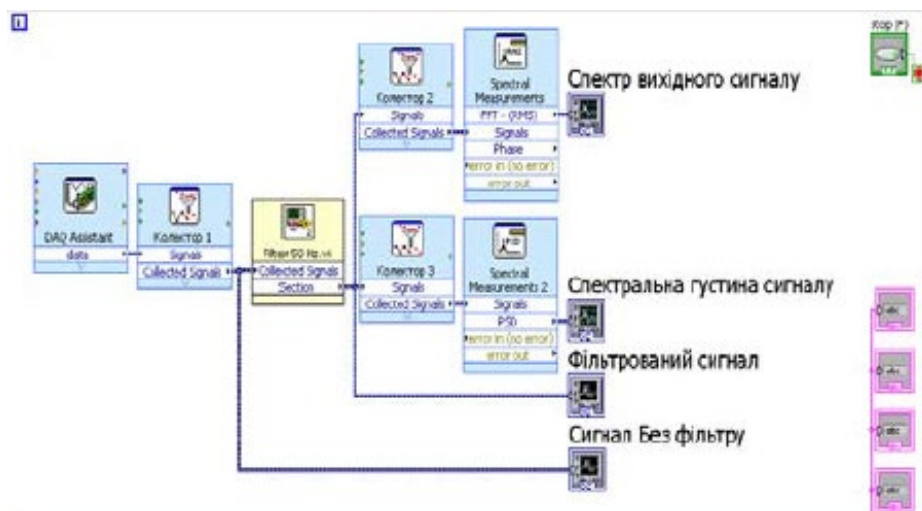
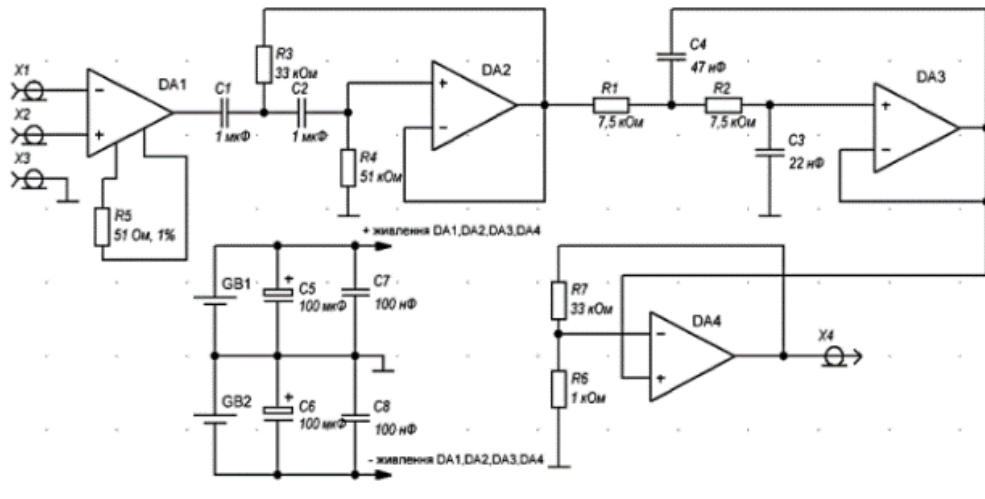
Рис. 8. Структурна схема системи реєстрації поверхневої ЕМГ

В роботі розроблено спеціалізований підсилювач на основі інструментального підсилювача AD8221, який забезпечує коефіцієнт послаблення синфазного сигналу в 130 дБ, послабляє широкополосні шуми і гармоніки, що значно знижує вимоги до наступного апаратного фільтрування вихідного сигналу за наведеною на рис.1 структурною схемою. Віртуальний прилад виконує додаткову кінцеву фільтрацію сигналу, виведення даних на екран комп'ютера та збереження його в файл. Важливою вимогою є необхідність фільтрації кратних гармонік мережевої частоти електроживлення. Використання імпульсних безтрансформаторних блоків живлення висуває потребу фільтрації електромагнітної наводки на відповідних частотах модуляції. Для забезпечення можливості оперативної зміни параметрів фільтра гармонік мережі було розроблено програмний каскадний смугозатримуючий фільтр Бесселя першого порядку на частоті 50 Гц та відповідні кратні парні гармоніки, а також додатковий ФНЧ Бесселя четвертого порядку на частоту 500 Гц [5]. Коефіцієнт підсилення всього каскаду становить близько 34 000.

На стадії лабораторних досліджень сигналів поверхневої ЕМГ нами вибрано модульний принцип побудови структури функціонально відкритих апаратних і програмних засобів віртуальних інструментів (ВІ). За основу апаратної частини розробленої системи вибрано плату збору даних NI USB 6009 з вбудованим USBінтерфейсом. Використання драйверів від виробника пристрою NI USB 6009 для роботи в LabVIEW надає можливості розширення функцій обробки і аналізу зареєстрованого сигналу. Програмна фільтрація реалізується спеціалізованим ПЗ з вільно доступної бібліотеки LabVIEW платформи та середовища розробки для графічної мови програмування [5]. Розроблений авторами ВІ дозволяє задати частоту дискретизації, візуалізувати сигнал до та після фільтрації в заданому часовому інтервалі виборки, зберегти на носій пам'яті персонального комп'ютеру, провести аналіз спектральних складових власного шуму підсилювача з системою електродів, корисного сигналу та наводок. Для відведення сигналів поверхневої ЕМГ авторами вибрано одноразові поверхневі електроди типу RT34 фірми

SKINTACT, які відповідають фізіологічним і конструктивним вимогам, зручні, нетравматичні та дозволяють отримувати якісний сигнал.

а)



б)

Рис. 9. Принципова схема інструментального підсилювача з фільтрами Бесселя 1го порядку (а) та структура віртуального приладу (б)

Плата збору даних NI USB 6009 добре підходить для лабораторних досліджень, оскільки має гнучку архітектуру, супроводжується драйверами під LabVIEW від виробника у вільному доступі та бібліотеками спеціалізованого програмного забезпечення. Запропонована авторами комбінація апаратної та програмної частин значно спрощує розробку систем реєстрації сигналів ЕМГ на

стартових етапах досліджень. Однак для подальшої розробки автономного приладу авторами пропонується заміна плати збору даних NI USB 6009 електронними пристроями, що не потребують використання кінцевими споживачами програмного середовища LabVIEW для фільтрації і аналізу сигналу ЕМГ. Основна перевага переходу на систему з мікроконтролером полягає в можливості створення алгоритмів обробки сигналу, які легко переносяться на інші види мікроконтролерів, а також в можливості реалізації безпроводної автономної системи реєстрації поверхневої ЕМГ. Алгоритми обробки і аналізу сигналу в цьому разі не прив'язуються до конкретного середовища програмування та апаратної частини, що значно розширює межі можливого використання запропонованих систем.

У разі використанні апаратнопрограмної системи реєстрації поверхневої ЕМГ на основі плати збору даних NI USB 6009 на рис. 3 чітко видно, що на досліджуваний сигнал накладається синфазна напруга мережевої наводки 50 Гц та її гармоніки з приведеною до входу амплітудою близько 360 мкВ (рис. 10). Без додаткової фільтрації мережевої наводки не можливо виділити корисний сигнал, оскільки амплітуда синфазної складової виміряного сигналу перевищує амплітуду сигналу поверхневої ЕМГ. Потреби сучасної медичної діагностики, спортивних досліджень, протезування у більшості випадків вимагають підвищення функціональності систем реєстрації поверхневої ЕМГ, використання до 24 вхідних каналів реєстрації з поточною їх обробкою в реальному часі [2]. За умови збільшення кількості каналів з'являється можливість більш детального аналізу узгодженої роботи різних груп м'язів, однак одночасно збільшується кількість інформації, яка підлягає обробці, і підвищуються вимоги до швидкодії.

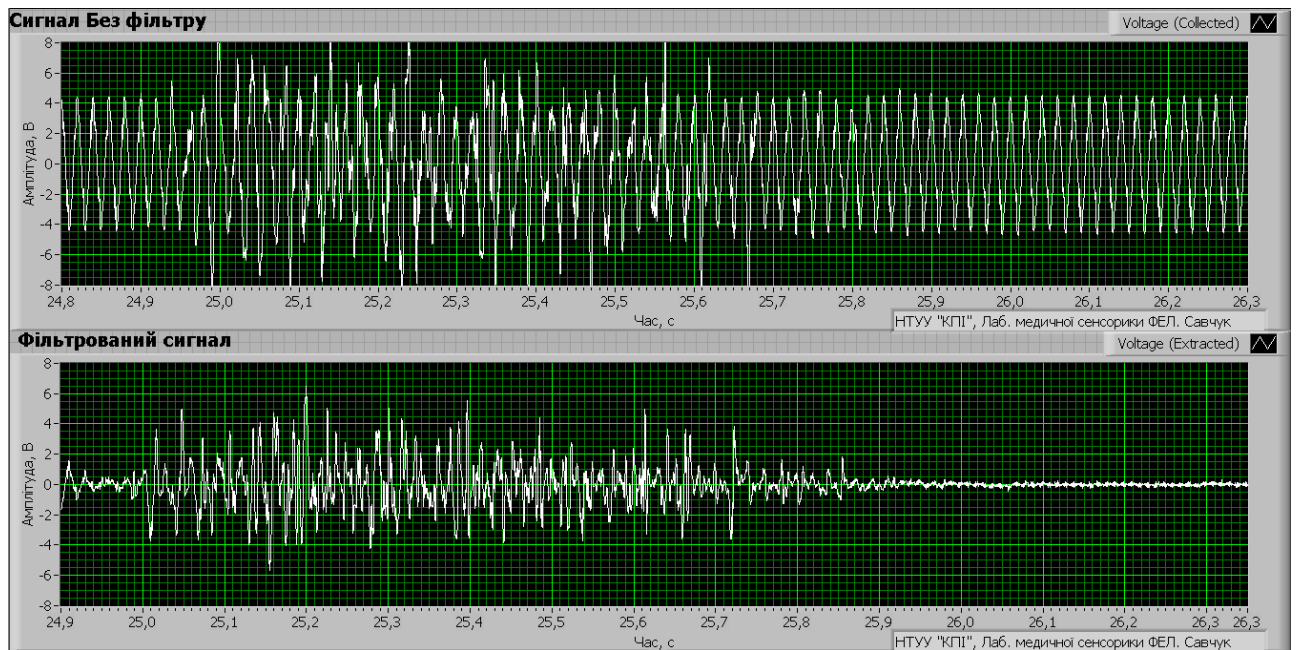


Рис. 10. Вхідний сигнал без фільтру та з фільтром у випадку накладання електродів на досліджуваний м'яз за умови помірного згинання кисті вгору тривалістю 1,5 с

Багатоканальна системи реєстрації аналогового сигналу ЕМГ з подальшою програмною обробкою отриманої інформації з використанням демонстраційної плати STM32F3 Discovery надає такі можливості. Вона дозволяє зняти різницю потенціалів за допомогою електродів типу RT34, підсилити отриманий сигнал спеціалізованим підсилювачем так, щоб максимальна напруга на виході не перевищувала вхідну максимальну напругу мікроконтролера, виконати первинну обробку сигналу. Плата STM32F3 Discovery є повнофункціональним мікроконтролером з процесором на основі STM32F303VCT6 з 32 бітним ядром ARM CortexM4 з максимальною частотою 72 МГц. Мікроконтролер містить 4 каналний 12бітний АЦП послідовного наближення з можливістю мультиплексування до 39 каналів. Час перетворення аналогового сигналу в цифровий може займати 200 нс, що відповідає частоті дискретизації в 5 МГц.

Для загальних потреб на платі STM32F3 Discovery можна використати більше 80 контактів, до яких можна підключати зовнішні пристрої, датчики, радіомодулі (зокрема, Bluetooth, WiFi та ін.), а також зовнішню пам'ять для збереження необхідної інформації на енергонезалежному носіїві. STM32F3 Discovery має вбудований інтерфейс FullSpeed USB2.0, що дозволяє передавати

отримані дані на комп'ютер для подальшої обробки в програмних комплексах. Для демонстраційної плати STM32F3 Discovery авторами розроблено спеціалізоване програмне забезпечення, яке дозволяє передати дані отримані в персональному комп'ютер через канал Full Speed USB2.0. Програмне забезпечення містить ініціалізацію режимів, конфігурування і калібрування АЦП, ініціалізацію протоколу обміну даними через вибраний інтерфейс. Плата STM32F3 Discovery значно дешевша за плату збору даних NIUSB 6009, однак не поступається характеристиками, хоча й підвищує рівень складності розробки, оскільки вимагає програмування на мовах C++ та Assembler. Використання демонстраційної плати STM32F3 Discovery для цифрової обробки сигналу (фільтрування та нормування сигналу) дозволяє реалізувати автономну систему реєстрації сигналу поверхневої ЕМГ без застосування окремих схем аналогових фільтрів і без підключення до комп'ютера. Цифровий спосіб фільтрації сигналу на основі STM32F3 дозволяє достатньо швидко і зручно програмно змінювати параметри фільтрів і проводити кінцеву обробку, аналіз та зберігання сигналу.

В цій частині роботи мені було запропоновано працювати з архітектурою програмноапаратного комплексу для реєстрації сигналу поверхневої ЕМГ на основі плати збору даних NI USB 6009 під управлінням спеціалізованого програмного забезпечення в середовищі LabVIEW, наведено його структурну схему, розроблено алгоритм спеціалізованого програмного забезпечення. Експериментально отримані в даній роботі результати підтверджують можливість створення такої системи реєстрації сигналу ЕМГ за запропонованою авторами структурною схемою. Спроектвані електронні схеми інструментального підсилювача і фільтрів нижніх та верхніх частот дозволяють реєструвати сигнал ЕМГ з достатньо високим для подальшої обробки співвідношенням сигнал – шум за умови використання програмних засобів фільтрації із бібліотек LabVIEW. Відкрита гнучка архітектура системи надає дослідникові широкі можливості для наступного вдосконалення системи як в апаратній, так і в програмній частинах. В роботі було проаналізовано можливість розробки автономної системи на основі

демонстраційної плати STM32F3 Discovery, запропоновано можливі напрямки її використання в системі обробки і аналізу сигналів поверхневої ЕМГ.

Важливим напрямком подальшого прикладного використання сигналу поверхневої ЕМГ вважаю сучасне протезування, а саме розробку динамічних біоелектричних протезів які значною мірою функціонально замінюють ампутовані частини тіла. Керування такими біоелектричними протезами може здійснюватись за допомогою сигналів ЕМГ, зареєстрованих апаратнопрограмними засобами в реальному часі, з наступною генерацією електричних імпульсів управління електромеханічними вузлами протезу.

3.2 УДОСКОНАЛЕННЯ ПРОЦЕСУ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ

З досвіду роботи з готовою схемою для електроміографії стали зрозумілими проблеми, які існують при реєстрації та обробці сигналів ЕМГ внаслідок чого було сплановано розширене дослідження по вдосконаленню пристроїв, до якого були внесені наступні пункти:

1) Вдосконалення конфігурації диференціального електрода:

- поверхні виявлення, що складаються з двох паралельних смужок: кожна 1,0 см завдовжки, 12 мм шириною, мають розміщуватися на відстані 1,0 см один від одного;
- ширина смуги пропускання 20 – 500 Гц із затуханням щонайменше 12 дБ / октава;
- коефіцієнт зниження синфазного сигналу > 80 дБ;
- амплітуда шум < 2 мкВ в смузі 20 – 400 Гц;
- вхідний опір > 100 МОм.

2) Оптимізація розташування електроду: на середній лінії м'язового живота, між міотендонним переходом і найближчу зону іннервації, причому поверхня детектування орієнтована перпендикулярно довжині м'язи волокна. Використовуйте електричну стимуляцію або поверхневе електричне зіставлення, щоб знайти зони іннервації.

3) Використання середньоквадратичного значення сигналу для вимірювання амплітуди добровільно отриманого ЕМГ сигналу.

4) Вимірювання часу активації у всіх типах скорочень.

5) Обмеження дозволу часу ВИКЛЮЧЕННЯ до 10 мс при порівнянні між м'язами та предметами.

6) Подача сигналу до досліджуваного м'яза шляхом тестування на перехресних перешкодах. Використання подвійної диференціальної техніки, виділення частотного спектра або техніки множинних електродів.

7) Кількісне порівняння пропорційного співвідношення між сигналом ЕМГ і силою має виконуватися добре регульованими ізометричними скороченнями, в яких випробовуваний суглоб обмежений обертаючий внесок м'язів, відмінних від інтересу.

8) Сила і сигнал ЕМГ не є монотонно пов'язаними в миттєвому сенсі. Аналізи, що спираються на миттєве співвідношення, слід відносити до стохастичних. Для отримання близького монотонного співвідношення між силою і сигналом ЕМГ фільтрують сигнал з шириною вікна 1 с.

9) При отриманні вимірювань від ізометричних скорочень постійної сили підтвердьте, що їх немає моторні одиниці активні на межі свого порога. Цю ситуацію слід уникати, особливо у випадках де рівень сили низький, а амплітуда незначно набраного MUAP висока.

10) Уникайте анізометричних скорочень. Якщо дані з таких скорочень будуть аналізуватися кількісно, використовуйте скорочення, які мають найменшу кількість укорочення і найменшу швидкість, і інтерпретуйте результати з обережністю і обережністю.

11) Якщо необхідно проаналізувати повторювані анізометричні скорочення, виберіть дані з фіксованої частини на циклі активності і контролювати параметри сигналу по мірі прогресу циклів.

12) При нормалізації амплітуди ЕМГ сигналу роблять це при значеннях менше 80% MVC. Вище цього рівень, ЕМГ сигнал і сила (крутний момент) виключно нестійкі і не забезпечують відповідного точка відліку.

13) Вимірюйте MVC, вибравши найбільше значення трьох послідовних спроб досягнення максимальної значення, з періодом спокою не менше 2 хв між скороченнями. Нехай суб'єкт обирає свою власну сила досягає максимального значення. Позиція суб'єкта повинна бути схожою, якщо не ідентичною

передбачається під час фактичного випробування. Повторюйте це вимірювання щоразу під час експериментальних умов зміни.

14) Переважно використовуйте середню частоту як індекс втомленості, обчислений з частотного спектру сигналу ЕМГ. Можна також використовувати середню частоту.

15) При обчисленні спектральних змінних обмежують скорочення м'язів до рівня ізометричної, постійної сила і більше 30%.

16) При порівнянні спектральних змінних серед суб'єктів використовуйте один і той же електрод (особливо з тим самим поділ між поверхнями виявлення і розміщення його в подібному місці щодо іннервації зони і вставку сухожилля. (Поверхневі анатомічні орієнтири, як правило, не підходять тому що зони іннервації не можуть бути розташовані в аналогічних ділянках м'язи серед суб'єктів). Також треба мати на увазі вплив підшкірної тканини.

ВИСНОВКИ ПО РОЗДІЛУ 3

1. Необхідно досягти істотного зниження перехресних перешкод від інших м'язів. Поки це означає пошук та реалізацію доступного способу виявити наявність перехресних сигналів. Це дуже важливо вимога до всіх застосувань поверхні ЕМГ сигналу.

2. Необхідно узгодити засоби для визначення часу включення і вимикання м'язової активації.

3. Розробка засобів виявлення поверхні, що слідують за рухом м'язових волокон. Цей підхід дозволить поліпшити стаціонарність сигналу і забезпечити раціональну основу для кількісного зв'язування виявленого сигналу ЕМГ з вимірним крутним моментом під час анізометричних скорочень, хоча і ефекти довжини сили і сили інерції залишаються і вимагають розгляду.

4. Розробка засобів оперативного вимірювання стаціонарності поверхні ЕМГ сигналу. Це підхід забезпечить вимірювання стаціонарності сигналу під час виявлення сигналу.

5. Розробка засобів, за допомогою яких можна обґрунтовано оцінити абсолютну силу, вироблену м'язом з точністю $\pm 5\%$ безпосередньо від поверхні ЕМГ сигналу, виявленого над м'язом. Поперше, слід звертатися до ізометричних скорочень з постійною силою і силою. (Цей підхід вимагатимуть нових засобів для виявлення сигналу ЕМГ.)

ВИСНОВКИ

В роботі вибрано спосіб вимірювання, використано експериментальні комерційно доступні активні електроди та макет апаратного програмного комплексу мікроелектронної системи реєстрації сигналу поверхневої ЕМГ з розробленим спеціалізованим програмним забезпеченням. Експериментальна перевірка двоканальної системи реєстрації сигналу поверхневої ЕМГ підтверджує можливість реєстрації сигналу ЕМГ за запропонованою в роботі структурною схемою. Подальше збільшення кількості каналів не передбачає особливих конструктивних змін в запропонованій схемі, однак вимагає суттєвого доопрацювання програмної частини. Дана схема легко може масштабуватись, тому така система реєстрації має потенціал для подальших досліджень. Оскільки система дає можливість отримати первинний сигнал досить високої якості, його в подальшому можна обробляти програмними методами і виділяти корисний сигнал, що дозволить використовувати дану систему для медичної діагностики, спортивних досліджень, електромеханічного протезування та інтерфейсів людина – комп'ютер.

Також за результатами аналізу літературних джерел були виявленні недоліки наявної системи та до уваги були взяті проблеми, що потребують вирішення у більш досконалих системах електроміографії для більш продуктивного використання отриманої з приладів інформації.

ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Жук М.І., Семенець В.В. Методи і алгоритми обробки та аналізу медикобіологічних сигналів. Харків, ХНУРЕ, 2006. 264 С.
2. Борисов О.В., Лутина Б.І., Савчук А.В. “Мікроелектронна система реєстрації та обробки сигналу поверхневої міографії”, МРФ2014, Vol. 3, С. 4043.
3. Гульд К., Розенфальк Л., Виллисон Р. Дж. “Технические факторы в регистрации электрической активности и электродиагностике”: Пер. с англ. М.; Медицина, 1975.
4. Kuronen E. (2013), “Epic Sensors in electrocardiogram measurement”, Oulu University of Applied Sciences, Degree Programme in Information Technology, Master’s Degree thesis, Pp. 3547.
5. Leea K.M. (2010), “Beltype Wireless and Noncontact Electrocardiogram Monitoring System Using Flexible Active Electrode”, Interna.
6. M. Lee, F. Pearce, A. D. Hibbs, R. Matthews, C. Morrisette (2004), “Evaluation of a capacitively coupled, noncontact (through clothing) electrode or ECG monitoring and life signs detection for the objective force warfighter”, DTIC Document, Vol. 1, Pp. 110.
7. Merlo A. (2010), “Technical aspects of surface electromyography for clinicians”, Open Rehabil. J. ,Vol. 3, Pp. 98109.
8. Meziane N., Webster J. G., Attari M., Nimunkar A. J., “Dry electrodes for electrocardiography”, *Physiol. Meas.*, Vol. 34, Pt. 9 (2013). P. 4769.
9. Primor D. CAR ALERT: Development of noncontact transducers and measurement system / D. Primor.
10. Sudarsan S., Sekaran Dr. E., “Design and development of emg controlled prosthetic limb”, International conference on modelling optimization and computing, Vol. 38 (2012). P. 35473551.
11. Ltd. Thought Technology Basics of SURFACE ELECTROMYOGRAPHY Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics . — February 2009 & March 2010.

13. Gallo L.M., Tagliabue G.M., Palla M. Langzeitelektromyographie mit intelligenten tragbaren recordern zur ambulanten aufzeichnung und echtzeitauswertung der orale hypermotorik // Biomedizinische Technik. –1993. – Vol. 41, № 1. – P. 370–371.

14. Gonzalez Y., Iwasaki L.R., McCall Jr W.D., Ohrbach R., Lozier E., Nickel J.C. Reliability of electromyographic activity vs. biteforce from human masticatory muscles // European Journal of Oral Sciences. – 2011. – Vol. 119, № 3. – P. 219–224.

15. Ikeda T., Nishigawa K., Kondo K., Takeuchi H., Clark G.T. Criteria for the detection of sleepassociated bruxism in humans // Journal of Orofacial Pain. – 1996. – Vol. 10, № 3. – P. 270–282.

16. Jeffrey R. Riskin A. “User’s Guide to IC Instrumentation Amplifiers”, Pp. 310, [https://
http://www.analog.com/media/en/technicaldocumentation
/applicationnotes/AN244.pdf](https://http://www.analog.com/media/en/technicaldocumentation/applicationnotes/AN244.pdf)

6. Farina D., Mesin L., Marina S., Merletti R.A. SurfaceEMG generation model with multilayer cylindrical descriptionof the volume conductor. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004; 51(3):415–426, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2003.820998>.

7. Hermens H.J., Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(5): 361–374, [http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4).

8. SENIAM. Book 8. European recommendations for surface electromyography. URL: <http://www.seniam.org>.

9. SENIAM. Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles. URL: <http://www.seniam.org/quadricepsfemorisvastusmedialis.html>.

10. Sylos-Labini F., La Scaleia V., d’Avella A., Pisotta I., Tamburella F., Scivoletto G., Molinari M., Wang S., Wang L., van Asseldonk E., van der Kooij H., Hoellinger T., Cheron G., Thorsteinsson F., Ilzkovitz M., Gancet J., Hauffe R., Zanov F., Lacquaniti F., Ivanenko Y.P. EMG patterns during assisted walking in the exoskeleton. *Front Hum Neurosci* 2014; 8: 423, <http://dx.doi.org/10.3389/fnhum.2014.00423>.

11. Merletti R., Avenaggiato M., Botter A., Holobar A., Marateb H., Vieira T. Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques. *Crit Rev Biomed Eng* 2011; 38(4): 305–345, <http://dx.doi.org/10.1615/CritRevBiomedEng.v38.i4.10>.
12. Chowdhury R.H., Reaz M.B., Ali M.A., Bakar A.A., Chellappan K., Chang T.G. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors (Basel)* 2013; 13(9): 12431–12466, <http://dx.doi.org/10.3390/s130912431>.
13. Artemiadis P.K., Kyriakopoulos K.J. A switching regime model for the EMG-based control of a robot arm. *IEEE Trans Syst Man Cybern B Cybern* 2011; 41(1): 53–63, <http://dx.doi.org/10.1109/TSMCB.2010.2045120>.
14. Dimitrova N.A., Dimitrov G.V. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13(1): 13–36, [http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00083-4](http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00083-4).
15. Dhiman R., Hooda S.D. Detecting the useful electromyogram signals—extracting, conditioning and classification. *Indian Journal of Computer Science and Engineering* 2011; 2(4): 634–637.
16. Mesin L., Farina D. A model for surface EMG generation in volume conductors with spherical inhomogeneities. *IEEE Trans Biomed Eng* 2005; 52(12): 1984–1893, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2005.857670>
17. Mesin L. Simulation of surface EMG signals for a multilayer volume conductor with a superficial bone or blood vessel. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008; 55(6): 1647–1657, <http://dx.doi.org/10.1109/tbme.2008.919104>
18. Farina D., Cescon C. Concentric-ring electrode system for noninvasive detection of single motor unit activity. *IEEE Trans Biomed Eng* 2001; 48(11): 1326–1334, <http://dx.doi.org/10.1109/10.959328>
19. Farina D., Cescon C., Merletti R. Influence of anatomical, physical and detection-system parameters on surface EMG. *Biol Cybern* 2002; 86(6): 445–456, <http://dx.doi.org/10.1007/s00422-002-0309-2>

20. Farina D., Févotte C., Doncarli C., Merletti R. Blindseparation of linear instantaneous mixtures of nonstationarysurface myoelectric signals. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004;1555–1567, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2004.828048>.
21. Farina D., Lucas M.F., Doncarli C. Optimized waveletsfor blind separation of nonstationary surface myoelectricsignals. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008; 55(1): 78–86, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2007.897844>.
22. Schuler T.A., Müller R., van Hedel H.J. Leg surfaceelectromyography patterns in children with neuroorthopedicdisorders walking on a treadmill unassisted and assisted bya robot with and without encouragement. *J Neuroeng Rehabil*2013; 10: 78, <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-10-78>.
23. Chang W.N., Lipton J.S., Tsirikos A.I., Miller F.Kinesiological surface electromyography in normal children:range of normal activity and pattern analysis. *J ElectromyogrKinesiol* 2007; 17(4): 437–445, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.02.003>
24. McNeill Alexander R. Energetics and optimizationof human walking and running: the 2000 Raymond Pearlmemorial lecture. *Am J Hum Biol* 2002; 14(5): 641–648, <http://dx.doi.org/10.1002/ajhb.10067>
25. Bertram J.E., Ruina A. Multiple walking speedfrequencyrelations are predicted by constrained optimization.*J Theor Biol* 2001; 209(4): 445–453, <http://dx.doi.org/10.1006/jtbi.2001.2279>
26. Donelan J.M., Kram R., Kuo A.D. Mechanical work forstep-to-step transitions is a major determinant of the metaboliccost of human walking. *J Exp Biol* 2002; 205(Pt 23): 3717–3727.
27. Saunders J.B., Inman V.T., Eberhart H.D. The majordeterminants in normal and pathological gait. *J Bone JointSurg Am* 1953; 35-A(3): 543–558.
28. Alexander R.M., Bennet-Clark H.C. Storage of elasticstrain energy in muscle and other tissues. *Nature* 1977;265(5590): 114–117, <http://dx.doi.org/10.1038/265114a0>
29. Taylor C.R. Relating mechanics and energetics duringexercise. *Adv Vet Sci Comp Med* 1994; 38A: 181–215.

30. Elftman H. The function of muscles in locomotion. *AmJ Physiol* 1939; 125: 357–366.
31. Williams K.R., Cavanagh P.R. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol* 1987; 63(3): 1236–1245.
32. Cavanagh P.R., Kram R. Mechanical and muscular factors affecting the efficiency of human movement. *MedSci Sports Exerc* 1985; 17(3): 326–331, <http://dx.doi.org/10.1249/00005768-198506000-00005>
33. Williams K.R. The relationship between mechanical and physiological energy estimates. *Med Sci Sports Exerc* 1985; 17(3): 317–325, <http://dx.doi.org/10.1249/00005768-198506000-00004>
34. Margaria R. *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. England: Clarendon Press; 1976.
35. Bobbert A.C. Physiological comparison of three types of ergometry. *J Appl Physiol* 1960; 15: 1007–1014.
36. Abbott B.C., Bigland B., Ritchie J.M. The physiological cost of negative work. *J Physiol* 1952; 117(3): 380–390, <http://dx.doi.org/10.1113/jphysiol.1952.sp004755>.
37. Cavagna G.A., Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol* 1977; 268(2): 647–681, <http://dx.doi.org/10.1113/jphysiol.1977.sp011866>.
38. Griffiths R.I. Shortening of muscle fibers during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *J Physiol* 1991; 436: 219–236.
39. Gordon K.E., Kinnaird C.R., Ferris D. Locomotor adaptation to a soleus EMG-controlled antagonistic exoskeleton. *Neurophysiol* 2013; 109(7): 1804–1814, <http://dx.doi.org/10.1152/jn.01128.2011>.
40. Ferris D.P., Bohra Z.A., Lukos J.R., Kinnaird C.R. Neuromechanical adaptation to hopping with an elastic ankle foot orthosis. *J Appl Physiol* 2006; 100(1): 163–170, <http://dx.doi.org/10.1152/japplphysiol.00821.2005>.
41. Veneman J.F., Kruidhof R., Hekman E.E., Ekkelenkamp R., Van Asseldonk E.H., van der Kooij H. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive

- gait rehabilitation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2007; 15(3): 379–386, <http://dx.doi.org/10.1109/TNSRE.2007.903919>
42. Duysens J., De Groote F., Jonkers I. The flexion synergy, mother of all synergies and father of new models of gait. *Front Comput Neurosci* 2013; 7: 14, <http://dx.doi.org/10.3389/fncom.2013.00014>
43. M. Haris *et al.*, “EMG signal based finger movement recognition for prosthetic hand control”, in *Proc. 2015 Communication, Control and Intelligent Systems (CCIS)*, 2015, pp. 194—198. doi: 10.1109/CCIntelS.2015.7437907
44. C. Altın and O. Er, “Comparison of different time and frequency domain feature extraction methods on elbow gesture’s EMG”, *Eur. J. Interdiscip. Stud.*, vol. 5, no. 1, pp. 35—44, 2016.
45. S. Raschka and M. Vahid, *Python Machine Learning Second Edition*, 2nd ed. Birmingham B3 2PB, UK: Packt Publishing Ltd., 2017.
46. B. Charulatha *et al.*, “A Comparative study of different distance metrics that can be used in Fuzzy Clustering Algorithms”, *Ijettcs. Org*, vol. 2013, 2013.
47. C.P. Robinson *et al.*, “Pattern classification of hand movements using time domain features of electromyography”, in *Proc. 4th Int. Conf. Movement Computing*, 2017, pp. 1—6. doi: 10.1145/3077981.3078031
48. K. Vonsevych *et al.*, “Information-measuring system of myograph of bionic limb prosthesis”, *Perspektyvni Tekhnolohii ta Prilady*, vol. 10, no. 1, pp. 32—37, 2017 (in Ukrainian).